



DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(51) Classification internationale des brevets ⁶ : A61K 6/083	A1	(11) Numéro de publication internationale: WO 95/06453
		(43) Date de publication internationale: 9 mars 1995 (09.03.95)

(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR94/01036

(22) Date de dépôt international: 2 septembre 1994 (02.09.94)

(30) Données relatives à la priorité:
93/10537 3 septembre 1993 (03.09.93) FR(71)(72) Déposant et inventeur: DELAHAYE, Arnaud [FR/FR];
90, boulevard Maurice-Barès, F-92200 Neuilly-sur-Seine (FR).

(74) Mandataire: ARNAUD, Jean; Cabinet Arnaud, 94, rue Saint-Lazare, F-75009 Paris (FR).

(81) États désignés: AU, BR, CA, JP, US, brevet européen (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).

Publiée

Avec rapport de recherche internationale.

(54) Title: DENTAL PROSTHESIS AND MATERIAL FOR THE PRODUCTION THEREOF

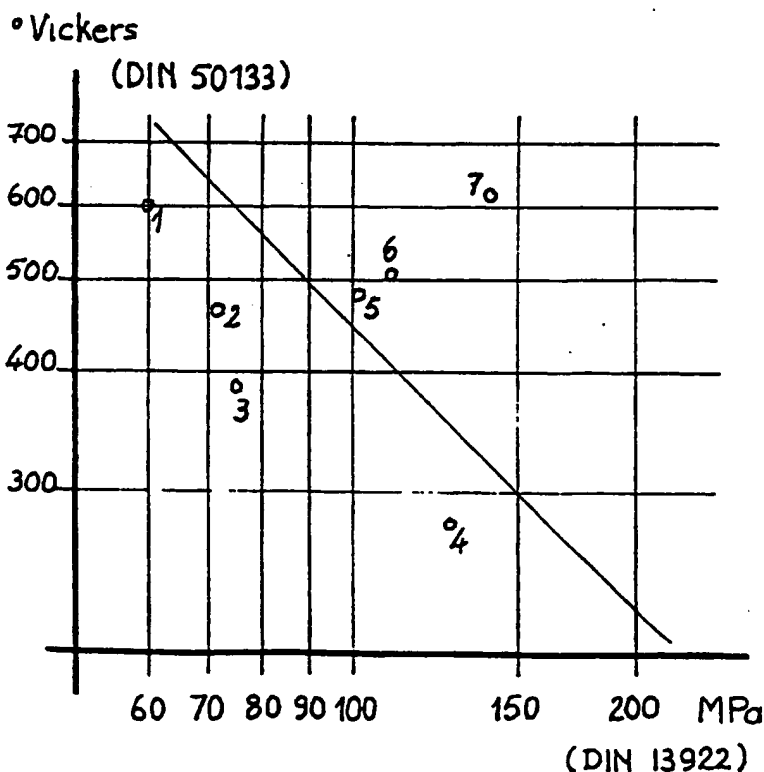
(54) Titre: PROTHESE DENTAIRE, ET MATERIAU POUR SA REALISATION

(57) Abstract

Dental prosthesis and material for its production. The invention relates to a dental prosthesis of the type comprising a metal support, and at least one reconstruction material attached to the metal support, the reconstruction material being largely formed of a composite material containing a polymer binder wherein is dispersed a mineral filler. According to the invention, the reconstruction material has a bending strength at least equal to 100 MPa and a Vickers hardness at least equal to 450 N/mm². Application to dental prostheses.

(57) Abrégé

L'invention concerne une prothèse dentaire, et un matériau pour sa réalisation. Elle se rapporte à une prothèse dentaire, du type qui comprend un support métallique, et au moins une masse de reconstitution fixée au support métallique, la masse de reconstitution étant formée, pour sa plus grande partie au moins, d'un matériau composite contenant un liant polymère dans lequel est dispersée une charge minérale. Selon l'invention, la masse de reconstitution a une résistance à la flexion au moins égale à 100 MPa, et elle possède une dureté Vickers qui est au moins égale à 450 N/mm². Application aux prothèses dentaires.



UNIQUEMENT A TITRE D'INFORMATION

Codes utilisés pour identifier les Etats parties au PCT, sur les pages de couverture des brochures publiant des demandes internationales en vertu du PCT.

AT	Autriche	GB	Royaume-Uni	MR	Mauritanie
AU	Australie	GE	Géorgie	MW	Malawi
BB	Barbade	GN	Guinée	NE	Niger
BE	Belgique	GR	Grèce	NL	Pays-Bas
BF	Burkina Faso	HU	Hongrie	NO	Norvège
BG	Bulgarie	IE	Irlande	NZ	Nouvelle-Zélande
BJ	Bénin	IT	Italie	PL	Pologne
BR	Brazil	JP	Japon	PT	Portugal
BY	Bélarus	KE	Kenya	RO	Roumanie
CA	Canada	KG	Kirghizistan	RU	Fédération de Russie
CF	République centrafricaine	KP	République populaire démocratique de Corée	SD	Soudan
CG	Congo	KR	République de Corée	SE	Suède
CH	Suisse	KZ	Kazakhstan	SI	Slovénie
CI	Côte d'Ivoire	LI	Liechtenstein	SK	Slovaquie
CM	Cameroun	LK	Sri Lanka	SN	Sénégal
CN	Chine	LU	Luxembourg	TD	Tchad
CS	Tchécoslovaquie	LV	Lettonie	TG	Togo
CZ	République tchèque	MC	Monaco	TJ	Tadjikistan
DE	Allemagne	MD	République de Moldova	TT	Trinité-et-Tobago
DK	Danemark	MG	Madagascar	UA	Ukraine
ES	Espagne	ML	Mali	US	Etats-Unis d'Amérique
FI	Finlande	MN	Mongolie	UZ	Ouzbékistan
FR	France			VN	Viet Nam
GA	Gabon				

Prothèse dentaire, et matériau pour sa réalisation

La présente invention concerne les prothèses dentaires, et des matériaux composites permettant leur réalisation.

5 Avant la description de l'invention, il convient de préciser la terminologie utilisée dans le présent mémoire et qui correspond à celle des hommes du métier.

Les soins des dents comprennent essentiellement le domaine des restaurations et reconstitutions proprement
10 dentaires, et le domaine des reconstitutions prothétiques. Les restaurations désignent les obturations (de classes I à V), les inlays et les onlays, et les facettes.

Les reconstitutions prothétiques désignent les prothèses fixes ou amovibles. Ces reconstitutions ont une
15 partie métallique et affectent le plus souvent plusieurs dents, bien qu'elles puissent aussi ne concerner qu'une seule dent. Elles sont fixées à une ou plusieurs dents. Elles peuvent être aussi fixées à un ou plusieurs implants. Ces reconstitutions sont aussi appelées "prothèses" dans le
20 présent mémoire.

L'invention concerne les reconstitutions prothétiques de type fixe. Ces reconstitutions de type fixe comportent le plus souvent un support métallique, réalisé par coulée d'un métal ou d'un alliage, et une masse de
25 reconstitution fixée au support et qui peut être formée de différents matériaux. Les matériaux les plus souvent utilisés pour ces reconstitutions fixes sont des matériaux céramiques. On utilise aussi des matières plastiques et parfois des matériaux composites.

30 Toutes ces reconstitutions fixes présentent des inconvénients..

Les reconstitutions céramiques ont une grande rigidité et une résistance à la flexion qui est insuffisante. Elles doivent être fixées sur des dents solidement
35 consolidées. Cependant, le plus souvent, les personnes qui doivent porter une telle reconstitution de grande dimension ont et conservent des problèmes au niveau du parodonte (alvéolyse) avec ou non épaissement du ligament

alvéolodentaire, et fréquemment une mobilité plus ou moins prononcée des dents. Le montage d'une telle reconstitution céramique sur des dents ainsi consolidées conduit à un taux d'échec important.

5 Les reconstitutions de matière plastique ont un grand intérêt au point de vue des reconstitutions des dents, car, lorsqu'une telle prothèse a été portée un certain temps, on s'aperçoit que la mobilité des dents est réduite, de même que l'alvéolyse et l'espace parodontal. Il
10 est même parfois possible de réaliser une prothèse céramique fixée aux dents qui ont été ainsi consolidées par le port d'une prothèse de matière plastique pendant un certain temps. Cependant, une telle prothèse de matière plastique s'use très rapidement, et elle ne constitue donc pas une
15 solution à long terme, mais seulement à titre provisoire ou temporaire.

Entre ces deux comportements extrêmes, on a déjà cherché à utiliser d'autres matériaux ayant un taux d'usure inférieur à celui de la matière plastique, tout en étant
20 moins rigides et plus souples que la céramique.

Ainsi, le brevet français n° 2 427 357 relève les mauvaises propriétés de dureté, de résistance à la flexion et de résistance à l'abrasion des matières synthétiques utilisées à l'époque (1978). Ce brevet suggère l'utilisa-
25 tion d'une composition thermodurcissable destinée à l'art dentaire et qui peut être utilisée pour "certaines prothèses". La composition comporte "une charge renforçante" constituée de fibres de verre ou de microsphères de verre. La quantité de charge renforçante utilisée est comprise
30 entre 1 et 50 %, et de préférence entre 15 et 40 %. Les propriétés mécaniques obtenues ne sont que peu supérieures à celles des matières synthétiques seules.

Ultérieurement, on a ainsi utilisé des matériaux composites, c'est-à-dire des matériaux ayant un liant
35 polymère contenant une charge minérale, pour réaliser des reconstitutions. L'un des produits donnant actuellement les meilleurs résultats est le produit de marque "Dentacolor"

(Heraeus-Kulzer). Cependant, ces produits ont une rigidité trop importante, et il arrive fréquemment qu'ils se fracturent, de la même manière que peuvent le faire les reconstitutions formées de céramique. En outre, leur résistance à l'usure est insuffisante pour les reconstitutions de très longue durée. On ne les a donc utilisés que très peu pour les reconstitutions.

La demande de brevet européen n° 102 199 concerne des compositions de restauration dentaire données comme ayant d'excellentes propriétés mécaniques. Cependant, ce document décrit une composition destinée uniquement aux restaurations dentaires, c'est-à-dire aux obturations et travaux analogues, et nullement une composition destinée aux prothèses. Rien ne suggère dans ce document la réalisation d'une prothèse.

Compte tenu des propriétés des reconstitutions fixes connues, dans des travaux préalables à l'invention, on a cherché quelles propriétés devait posséder un matériau permettant la réalisation de reconstitutions ou prothèses ne présentant ni les inconvénients des reconstitutions céramiques ni ceux des reconstitutions de matière plastique, et ayant leurs avantages. Plus précisément, les avantages des prothèses céramiques sont leur faible usure et leur résistance pendant une très longue durée, et ceux des prothèses de matière plastique sont leur souplesse et la consolidation du tissu de soutien des dents (parodonte) qu'elles engendrent. En outre, pour pouvoir être utilisé pour la réalisation de prothèse, un matériau doit posséder toutes les propriétés habituelles des matériaux utilisés en dentisterie, notamment au point de vue sanitaire, chimique et esthétique.

Après utilisation de matériaux céramiques et composites et de matières plastiques connus, on a ainsi déterminé selon l'invention que, pour permettre la réalisation de prothèses ayant à la fois les avantages des prothèses céramiques et ceux des prothèses de matière plastique, les propriétés que devait posséder un matériau

étaient essentiellement des propriétés de résistance à la flexion et de dureté. On a alors déterminé selon l'invention qu'une masse de reconstitution formée à partir d'un matériau composite devait posséder une résistance à la flexion au moins égale à 100 MPa, et une dureté Vickers d'au moins 450 N/mm².

On s'est alors rendu compte que certains matériaux composites récemment proposés à la vente pour le seul domaine des restaurations (obturations, inlays, onlays, 10 facettes) pouvaient aussi être utilisés, dans certaines conditions, pour la réalisation de prothèses ou reconstitutions prothétiques fixes, car ils permettent l'obtention des propriétés physiques originales nécessaires à la réalisation des prothèses. En outre, comme ces matériaux 15 ont déjà été utilisés pour des restaurations, ils possèdent toutes les qualités sanitaires, chimiques et esthétiques nécessaires aux reconstitutions.

Plus précisément, l'invention concerne une prothèse dentaire qui comprend un support métallique, et une masse 20 de reconstitution fixée au support métallique, la masse de reconstitution étant formée, pour sa plus grande partie, d'un matériau composite contenant un liant polymère dans lequel est dispersée une charge minérale. Selon l'invention, la masse de reconstitution a une résistance à la flexion au moins égale à 100 MPa, et elle possède une 25 dureté Vickers qui est d'au moins 450 N/mm².

Le support métallique utilisé pour la fabrication des prothèses peut être de tout type. Il peut être un alliage nickel-chrome. Cependant, il est préférable qu'il 30 soit composé d'or, par exemple du "Protor", ayant une couleur jaune qui donne un bel aspect esthétique aux masses de reconstitution placées sur le métal.

La fixation de la masse au support métallique est de préférence réalisée par interposition d'une couche d'accrochage. Il est avantageux que la couche d'accrochage soit 35 formée de silice appliquée par pyrolyse et silanisée.

La masse de reconstitution est habituellement formée par application successive de couches qui sont polymérisées les unes après les autres. La première couche appliquée sur la couche d'accrochage est de préférence une couche opaque, et les couches suivantes sont des couches colorées et/ou transparentes.

Le liant polymère de la masse de reconstitution est avantageusement formé par polymérisation de monomères contenant des méthacrylates esters. La polymérisation est avantageusement réalisée par photopolymérisation.

La charge minérale contenue dans le liant polymère est de préférence sous forme d'un verre de borosilicate finement broyé. La dimension particulaire moyenne de ce verre est avantageusement comprise entre 0,02 et 2 μm . Il est avantageux en outre que la charge minérale contienne aussi une petite proportion de silice, avantageusement traitée par un silane.

Il est préférable, pour l'obtention de la dureté nécessaire, que la quantité de charge minérale soit au moins égale à 55 % en volume de la masse de reconstitution. Elle est même avantageusement au moins égale à 60 % en volume. Compte tenu de la nature des charges utilisées, il est avantageux que la quantité de charge minérale soit au moins égale à 70 % en poids de la masse de reconstitution, et soit de préférence au moins égale à 75 % en poids.

Dans une variante, la masse de reconstitution est soumise à une recuisson par irradiation prolongée, après la photopolymérisation du liant polymère.

Il est avantageux que la résistance à la flexion de la masse de reconstitution soit de l'ordre de 110 MPa, lorsqu'elle n'a pas été recuite. Elle est cependant avantageusement soumise à une recuisson qui lui donne une résistance à la flexion de l'ordre de 140 MPa.

Il est aussi avantageux que la dureté de la masse de reconstitution soit de l'ordre de 500 N/mm² à l'état non recuit. Cependant, à l'état recuit, cette dureté peut atteindre et dépasser 600 N/mm².

L'invention concerne aussi un matériau composite photopolymérisable, destiné à la fabrication d'une prothèse du type décrit dans les paragraphes précédents.

On considère maintenant plus en détail certaines
5 caractéristiques essentielles de l'invention, en référence au dessin annexé dont la figure unique est un graphique indiquant le classement de différents matériaux en fonction de leurs propriétés de résistance à la flexion et de dureté.

10 On sait que les prothèses céramiques ont une dureté Vickers qui peut être supérieure à celle de la masse de reconstitution utilisée selon l'invention. Cependant, la résistance à la flexion de ces céramiques dentaires est très inférieure à celle de la masse de reconstitution
15 utilisée selon l'invention. Au contraire, la matière plastique utilisée pour les prothèses a une résistance à la flexion bien supérieure à celle de la masse de reconstitution utilisée selon l'invention, mais sa dureté est extrêmement faible. On pourrait penser qu'il suffit de choisir
20 un matériau dont les propriétés sont comprises entre celles de la céramique conventionnelle et celles de la matière plastique utilisée en dentisterie pour obtenir des propriétés convenant aux prothèses.

Le matériau composite connu "Dentacolor", cité
25 précédemment, a été commercialisé à cet effet pour la formation de masses de reconstitution de prothèses. Il possède des propriétés comprises entre celles de la céramique conventionnelle et celles de la matière plastique utilisée en dentisterie. Cependant, ce matériau présente
30 des inconvénients de la céramique (trop grande rigidité), sans les avantages de la matière plastique (consolidation du tissu de soutien des dents -parodonte). En fait, ce matériau composite "Dentacolor" a une résistance à la flexion bien inférieure à celle d'un matériau composite
35 convenant à la mise en oeuvre de l'invention, et sa dureté est aussi bien inférieure à celle d'un tel matériau.

On considère maintenant des exemples de mise en oeuvre de différents matériaux céramiques et composites pour la réalisation de prothèses dentaires, dans les exemples qui suivent. Parmi ces exemples, seuls les
5 exemples 5 à 7 correspondent à l'invention, les autres étant donnés à titre de comparaison.

Exemple 1

On prépare des prothèses céramiques conventionnelle à l'aide de céramiques dentaires classiques "Duceram" et
10 "Biodent" couramment utilisées, à base de feldspath et de silice, cuites à une température de l'ordre de 930 °C.

Exemple 2

On prépare, par mise en oeuvre des procédures préconisées par le fabricant, des prothèses comportant une
15 masse de reconstitution du matériau composite "Thermoresin LCII", contenant 70 % en poids d'une charge essentiellement à base de silice pyrogène. Son liant polymère est formé par polymérisation de diméthacrylate d'uréthane et de diméthacrylate monomère. Ce produit est couramment disponible
20 dans le commerce auprès de GC International Corp. Il existe en qualité opaque et en qualités transparente et de diverses couleurs.

Exemple 3

On prépare, par mise en oeuvre des procédures
25 préconisées par le fabricant, des prothèses comportant une masse de reconstitution du matériau composite "Dentacolor", contenant 51 % en poids d'une charge essentiellement constituée de silice pyrogène, de granulométrie moyenne de l'ordre de 0,04 µm. Son liant polymère est formé par
30 polymérisation d'esters d'acide méthacrylique polyfonctionnel. Ce produit est couramment disponible dans le commerce auprès de Heraeus-Kulzer. Il existe en qualité opaque et en qualités transparente et de diverses couleurs.

Exemple 4

35 On prépare, par mise en oeuvre des procédures préconisées par le fabricant, des prothèses comportant une masse de reconstitution du matériau composite "Coltène

Brilliant". Ce produit est couramment disponible dans le commerce auprès de Coltène Whaledent. Il existe en qualité opaque et en qualités transparente et de diverses couleurs.

Exemple 5

5 On prépare, par mise en oeuvre des procédures préconisées par le fabricant, des prothèses comportant une masse de reconstitution du matériau composite "Cesead", contenant 82 % en poids d'une charge de particules minérales très fines et de composés organiques. Son liant
10 polymère est photopolymérisable à froid. Ce produit est fabriqué par Kuraray Co. Ltd. et est couramment disponible dans le commerce. Il existe en qualité opaque et en qualités transparente et de diverses couleurs.

Exemple 6

15 On prépare, par mise en oeuvre des procédures préconisées par le fabricant, des prothèses comportant une masse de reconstitution du matériau composite "Charisma". Il contient 77 % en poids de charge minérale contenant dix parties d'un verre de borosilicate de baryum et d'aluminium
20 pour une partie de silice traitée par un silane. La dimension particulière du verre de borosilicate est comprise entre 0,02 et 2 µm. Ce produit est couramment disponible dans le commerce auprès de Heraeus-Kulzer. Il existe en qualité opaque et en qualités transparente et de diverses
25 couleurs.

Exemple 7

On prépare des prothèses analogues à celles de l'exemple 6, et on leur fait subir une recuisson par mise en oeuvre des procédures préconisées par le fabricant.

30 Exemple 8

On prépare, par mise en oeuvre des procédures habituelles aux prothésistes, des prothèses comportant une masse de reconstitution d'une matière plastique essentiellement formée de polymère de méthacrylate couramment
35 utilisé pour la fabrication de prothèses de matière plastique.

Détermination des propriétés mécaniques

On a alors déterminé les propriétés mécaniques de chacune des masses de reconstitution des prothèses sur des éprouvettes préparées chacune en même temps et dans les

5 mêmes conditions que la masse de reconstitution correspondante. Ces propriétés mécaniques étaient la résistance à la flexion, déterminée selon la norme DIN 13922, et la dureté Vickers déterminée selon la norme DIN 50133. On a aussi

10 calculé un paramètre égal au produit de cette résistance à la flexion et de cette dureté Vickers.

On a obtenu les résultats du tableau suivant.

Propriétés mécaniques des exemples

		(1)	(2)	(3)		(4)
		MPa	N/mm ²	%pds	%vol	k(MPa) ²
15	Matériau					
	Céramique de					
	l'exemple 1	50-70	500-700	-	-	≈36
	Composite					
20	de l'exemple 2	71,5	464	70	55	33,2
	Composite					
	de l'exemple 3	75	385	51	35	28,9
	Composite					
	de l'exemple 4	127	278	?	?	35,3
25	Composite					
	de l'exemple 5	101	480	82	64	48,5
	Composite					
	de l'exemple 6	110	510	77	60	56,1
	Composite (recuit)					
30	de l'exemple 7	140	620	77	60	86,8
	Composite					
	de l'exemple 8	>1000	<30	-	-	<30
	(1) Résistance à la flexion (DIN 13922)					
	(2) Dureté Vickers (DIN 50133)					
35	(3) Teneur en charges minérales, en poids en en volume					
	(4) Produit des valeurs des colonnes (1) et (2)					

La figure unique représente, sur un graphique logarithmique-logarithmique, les résultats des exemples 1 à 7. La droite inclinée représente la valeur 45 k(MPa)^2 du produit de la colonne (4).

5 Les valeurs des différentes propriétés indiquées dans le tableau montrent que, si l'on classe les différents matériaux dans l'ordre croissant de résistance à la flexion, les matériaux composites des exemples 5 et 6 ont une dureté particulièrement élevée, même à l'état non
10 recuit. Si l'on classe au contraire ces matériaux dans l'ordre des duretés, on note que les matériaux composites des exemples 5 et 6 ont une résistance à la flexion exceptionnellement élevée, même à l'état non recuit.

Détermination des résultats cliniques

15 Des essais cliniques ont été effectués, pour la validation de l'invention, sur les prothèses réalisées dans les exemples précédents.

Dans le cas des prothèses céramiques de l'exemple 1, on a observé des problèmes au niveau du parodonte
20 (alvéolyse), avec ou non épaissement du ligament alvéolo-dentaire. On a parfois souvent une mobilité plus ou moins prononcée des dents.

Dans le cas des prothèses de matériaux composites des exemples 2 et 3, on a observé des problèmes de fracture
25 des prothèses.

En outre, dans le cas des prothèses de matériaux composites des exemples 3 et surtout 4, on a rapidement constaté une usure significative.

Dans le cas des prothèses de matériaux composites
30 des exemples 5 à 7, on a observé dans la majorité des cas une consolidation, c'est-à-dire une diminution de l'espace entre le dent et l'alvéole, c'est-à-dire un retour à la normale de la physiologie du ligament alvéolo-dentaire, et donc une suppression de l'alvéolyse et une diminution de
35 l'espace parodontal, comme dans le cas de l'utilisation des prothèses de matière plastique. L'usure des masses de reconstitution est pratiquement négligeable. On n'avait

encore jamais observé ces propriétés avec des prothèses de céramique conventionnelle, ni avec des prothèses des matériaux composites connus jusqu'à présent.

Conclusions des essais mécaniques et cliniques

5 Les résultats des essais mécaniques et cliniques montrent qu'une dureté élevée seule est inopérante (problèmes posés par les prothèses céramiques), qu'une grande résistance à la flexion seule ne convient pas non plus (problèmes posés par les prothèses de matière plastique),
10 et qu'un compromis entre la dureté et la résistance à la flexion (problèmes posés par les prothèses des exemples 2, 3 et 4) ne suffit pas non plus. En fait, comme l'indique la colonne (4) du tableau, les prothèses donnant les résultats avantageux de l'invention présente un produit de la résistance à la flexion et de la dureté qui est nettement
15 supérieur à celui de tous les matériaux qui ont été utilisés auparavant pour la réalisation des masses de reconstitution des prothèses dentaires. L'exemple selon l'invention possédant le plus faible produit de ces propriétés donne
20 une valeur supérieure de la moitié environ au moins à celles de tous les matériaux antérieurement utilisés pour ces prothèses (céramiques, matériaux composites tels que "Dentacolor" et matières plastiques). La figure unique montre clairement comment les matériaux selon l'invention
25 (au-dessus de la droite inclinée) se distinguent des matériaux utilisés auparavant pour les masses de reconstitution des prothèses dentaires (au-dessous de la droite inclinée).

En conséquence, selon l'invention, c'est la combinaison des propriétés de résistance à la flexion (au moins égale à 100 MPa) et de dureté (au moins égale à 450 N/mm²) du matériau composite qui est la caractéristique essentielle.

Les essais cliniques réalisés sur des restaurations
35 dentaires par les fabricants des matériaux composites des exemples 5 à 7 ont montré que ces matériaux avaient d'excellentes propriétés de résistance à l'usure et à

l'abrasion et conduisaient à une occlusion non traumatisante. Ces matériaux possèdent ainsi les meilleures propriétés qu'on attend d'un matériau composite utilisé pour les restaurations de dents : très grande résistance à l'usure, même après de longues périodes (deux ans), usure la plus faible parmi les matériaux composites présents sur le marché, excellentes caractéristiques de surface et notamment excellentes propriétés de polissage, grande commodité de mise en oeuvre, excellent aspect esthétique, à la fois par la coloration et la profondeur des teintes, etc. Toutes ces propriétés sont également valables dans le cas des reconstitutions. Elles sont au moins équivalentes à celles qui sont obtenues avec les céramiques conventionnelles dans le cas des reconstitutions.

Les prothèses selon l'invention donnent donc une combinaison originale et particulièrement avantageuse de propriétés, puisqu'elles possèdent les avantages des prothèses céramiques (longue durée, aspect esthétique) et ceux des prothèses de matière plastique (reconstitution du ligament alvéolo-dentaire, suppression de l'alvéolyse et fermeture de l'espace parodontal).

On décrit maintenant plus en détail, à titre illustratif, la réalisation d'une prothèse de l'exemple 6 selon l'invention, constituant un bridge complet.

D'abord, tous les éléments métalliques du bridge sont montés à la cire, de manière classique (cire coulée). Ensuite, l'armature métallique est transformée en métal par la méthode de la cire perdue. L'armature est nettoyée au jet de vapeur, puis par sablage, toujours de manière classique. La surface est ensuite préparée pour la formation d'une couche d'accrochage à base de silice, par exemple par le procédé "Silicoater MD" commercialisé par Heraeus-Kulzer. Après la formation de la couche d'accrochage, le procédé comprend la formation d'une première couche, puis généralement d'une seconde, constituées d'un opacifiant destiné à cacher le métal. L'opacifiant de ces couches peut être un produit opacifiant opaque

"Dentacolor", l'épaisseur de cette couche étant habituellement de quelques dixièmes de millimètre. Ensuite, le matériau composite "Charisma" est appliqué par couches successives pour la formation de la masse de la reconstitution. A cet effet, le prothésiste utilise différentes teintes (pour la couleur et la transparence) de "Charisma" appliquées successivement en couches d'épaisseur toujours inférieure à 2 mm. Chaque couche est polymérisée par irradiation lumineuse. La dernière couche est destinée à former l'émail. Dans un mode de réalisation avantageux, la prothèse subit une recuisson par irradiation prolongée. Après polymérisation, la prothèse est soumise à une finition classique, essentiellement par polissage.

La prothèse selon l'invention est donc réalisée par un procédé essentiellement classique que connaissent déjà les prothésistes. Cependant, les propriétés obtenues sont bien supérieures à celles des prothèses formées des matériaux composites classiques et, de façon générale, de tous les matériaux habituellement utilisés pour les prothèses dentaires. De même, la prothèse peut être mise en place par les procédés classiques, par exemple par scellement sur des dents ou vissage sur des onlays de reconstitution dentaire ou par scellement ou vissage sur des implants. Elle donne alors au patient un confort qui ne peut être obtenu avec aucun des matériaux connus.

L'invention concerne donc l'application d'une nouvelle catégorie de matériaux composites, permettant la formation de masses de reconstitution ayant une résistance à la flexion au moins égale à 100 MPa, et une dureté Vickers au moins égale à 450 N/mm², utilisés aujourd'hui pour les restaurations dentaires, à la réalisation de reconstitutions. Dans cette nouvelle application, ces matériaux composites donnent des propriétés qui constituent une combinaison originale qui n'est obtenue avec aucun des matériaux connus pour la réalisation des reconstitutions dentaires. Cette combinaison originale de propriétés n'est aucunement suggérée dans l'application normale de ces

matériaux composites aux restaurations habituelles. Il faut noter que ces propriétés avantageuses sont encore améliorées parce que le métal du support, après sa coulée, ne subit plus de traitement à température élevée qui pourrait
5 réduire ses propriétés, comme dans le cas des prothèses céramiques dont la cuisson est réalisée à des températures de l'ordre de 930 °C. En particulier, ce métal conserve ses propriétés avantageuses d'élasticité.

Bien qu'on ait décrit l'invention en référence à
10 l'utilisation de certains matériaux composites, elle s'applique à l'utilisation d'autres matériaux du moment qu'ils possèdent la combinaison de propriétés de résistance à la flexion et de dureté selon l'invention. Bien que l'invention ne soit pas limitée par une quelconque explica-
15 tion théorique des résultats obtenus, il semble, comme l'indique la colonne (3) du tableau, qu'il est important que le matériau composite contienne une très grande quantité de charge minérale.

Il est bien entendu que l'invention n'a été décrite
20 est représentée qu'à titre d'exemple préférentiel et qu'on pourra apporter toute équivalence technique dans ses éléments constitutifs sans pour autant sortir de son cadre.

REVENDEICATIONS

1. Prothèse dentaire, du type qui comprend un support métallique, et au moins une masse de reconstitution fixée au support métallique, la masse de reconstitution étant formée, pour sa plus grande partie au moins, d'un matériau composite contenant un liant polymère dans lequel est dispersée une charge minérale, caractérisée en ce que la masse de reconstitution a une résistance à la flexion au moins égale à 100 MPa, et elle possède une dureté Vickers qui est au moins égale à 450 N/mm².

2. Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce qu'elle comprend une couche d'accrochage assurant la fixation de la masse au support métallique.

3. Prothèse selon l'une des revendications 1 et 2, caractérisée en ce que le liant polymère de la masse de reconstitution est avantageusement formé par polymérisation de monomères contenant des méthacrylates esters.

4. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisée en ce que la charge minérale contenue dans le liant polymère contient essentiellement un verre de borosilicate finement broyé.

5. Prothèse selon la revendication 4, caractérisée en ce que la dimension particulaire moyenne du verre de borosilicate est comprise entre 0,02 et 2 µm.

6. Prothèse selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisée en ce que la quantité de charge minérale soit au moins égale à 55 % en volume de la masse de reconstitution.

7. Prothèse selon la revendication 3, caractérisée en ce que le liant polymère de la masse de reconstitution est formé par photopolymérisation de monomères contenant des méthacrylates esters, puis est soumis à une cuisson, après la photopolymérisation du liant polymère.

8. Prothèse selon la revendication 7, caractérisée en ce que la résistance à la flexion de la masse de reconstitution est au moins de l'ordre de 110 MPa, lorsqu'elle

n'a pas été recuite, et au moins de l'ordre de 140 MPa lorsqu'elle a été recuite.

9. Prothèse selon l'une des revendications 7 et 8, caractérisée en ce que la dureté de la masse de reconstitution est au moins de l'ordre de 500 N/mm² lorsqu'elle n'a pas été recuite et au moins de l'ordre de 600 N/mm² lorsqu'elle a été recuite.

10. Matériau composite polymérisable, destiné à la fabrication d'une prothèse selon l'une quelconque des revendications précédentes.

1/1

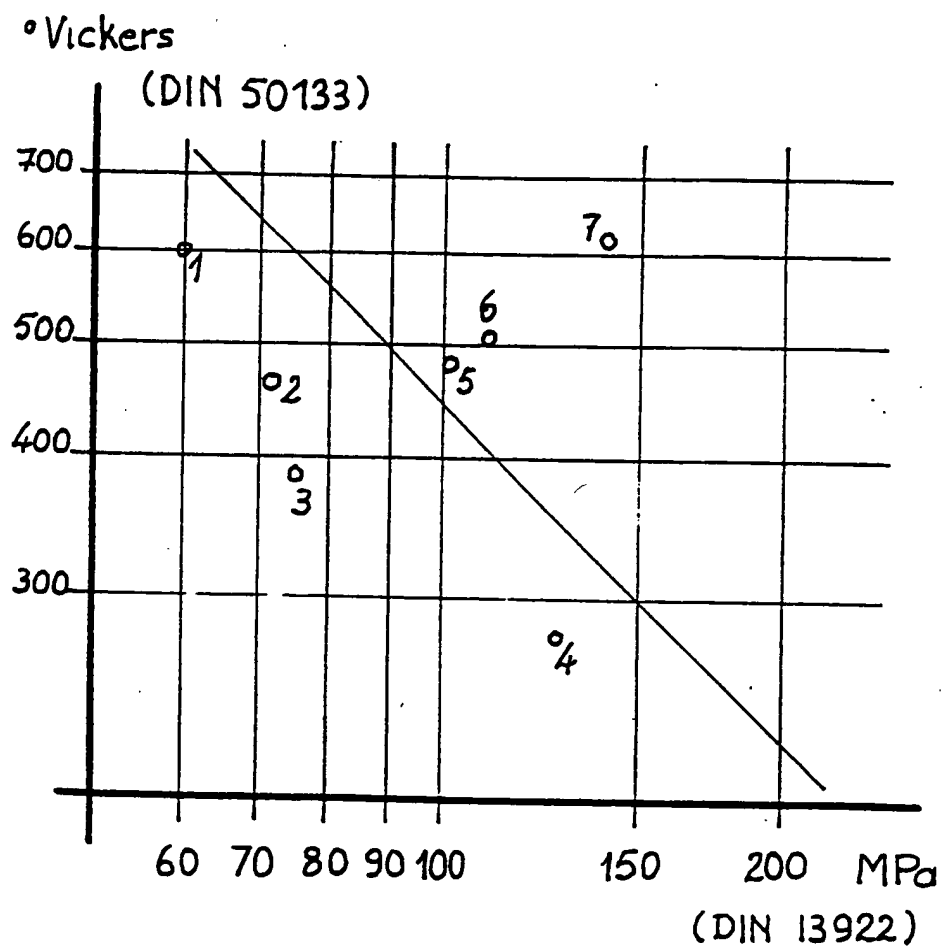


FIG. 1

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 6 A61K6/083

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 6 A61K

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US,A,4 350 532 (R. RANDKLEV) 21 September 1982 see column 2, line 64 - line 65; claims; examples ---	1-6, 10
Y	FR,A,2 427 357 (G. SIMON) 28 December 1979 cited in the application see page 3, line 1 - page 4, line 6; claims ---	1-6, 10
Y	US,A,4 364 731 (B. NORLING) 21 December 1982 see claims ---	2

-/--

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

1 December 1994

Date of mailing of the international search report

09.12.94

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Cousins-Van Steen, G

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	EP,A,0 102 199 (JOHNSON & JOHNSON DENTAL PRODUCTS COMPANY) 7 March 1984 cited in the application see page 7, line 15 - line 20 see page 10, line 1 - line 5 see page 10, line 20 - page 11, line 4; claims; table 5 ----	1,3-6,10
A	DATABASE WPI Section Ch, Week 8709 Derwent Publications Ltd., London, GB; Class A96, AN 87-062515 & JP,A,62 019 160 (LION CORP (ASAG) ASAHI GLASS KK) , 27 January 1987 see abstract ----	
A	DE,A,24 03 211 (ETABLISSEMENT DENTAIRE IVOCLAR) 24 July 1975 see page 10, paragraph 2 -----	1-9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

Inter. Appl. No.
PCT/FR 94/01036

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US-A-4350532	21-09-82	US-E- RE32299	02-12-86
FR-A-2427357	28-12-79	NONE	
US-A-4364731	21-12-82	NONE	
EP-A-0102199	07-03-84	AU-B- 559750	19-03-87
		AU-A- 1749283	09-02-84
		JP-C- 1739717	15-03-93
		JP-B- 4025246	30-04-92
		JP-A- 59044304	12-03-84
		US-A- 4500657	19-02-85
DE-A-2403211	24-07-75	AT-B- 338437	25-08-77
		AT-B- 350176	10-05-79
		AU-A- 7741275	22-07-76
		CA-A- 1069239	31-12-79
		CH-A- 604700	15-09-78
		FR-A, B 2272638	26-12-75
		GB-A- 1488403	12-10-77
		JP-A- 50124491	30-09-75
		JP-B- 59036602	05-09-84
		SE-B- 429609	19-09-83
		SE-A- 7500725	24-07-75
		SE-B- 437120	11-02-85
		SE-A- 7802777	10-03-78
		US-A- 4267097	12-05-81
		US-A- 4281991	04-08-81

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE
CIB 6 A61K6/083

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)

CIB 6 A61K

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés)

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	US,A,4 350 532 (R. RANDKLEV) 21 Septembre 1982 voir colonne 2, ligne 64 - ligne 65; revendications; exemples ---	1-6, 10
Y	FR,A,2 427 357 (G. SIMON) 28 Décembre 1979 cité dans la demande voir page 3, ligne 1 - page 4, ligne 6; revendications ---	1-6, 10
Y	US,A,4 364 731 (B. NORLING) 21 Décembre 1982 voir revendications ---	2
-/--		

☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

* Catégories spéciales de documents cités:

- * "A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- * "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- * "L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- * "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- * "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

- * "T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention
- * "X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément
- * "Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier
- * "&" document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

1 Décembre 1994

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

0 9. 12. 94

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+ 31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Cousins-Van Steen, G

C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
Y	EP,A,0 102 199 (JOHNSON & JOHNSON DENTAL PRODUCTS COMPANY) 7 Mars 1984 cité dans la demande voir page 7, ligne 15 - ligne 20 voir page 10, ligne 1 - ligne 5 voir page 10, ligne 20 - page 11, ligne 4; revendications; tableau 5 ----	1,3-6,10
A	DATABASE WPI Section Ch, Week 8709 Derwent Publications Ltd., London, GB; Class A96, AN 87-062515 & JP,A,62 019 160 (LION CORP (ASAG) ASAHI GLASS KK) , 27 Janvier 1987 voir abrégé ----	
A	DE,A,24 03 211 (ETABLISSEMENT DENTAIRE IVOCLAR) 24 Juillet 1975 voir page 10, alinéa 2 -----	1-9

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US-A-4350532	21-09-82	US-E- RE32299	02-12-86
FR-A-2427357	28-12-79	AUCUN	
US-A-4364731	21-12-82	AUCUN	
EP-A-0102199	07-03-84	AU-B- 559750	19-03-87
		AU-A- 1749283	09-02-84
		JP-C- 1739717	15-03-93
		JP-B- 4025246	30-04-92
		JP-A- 59044304	12-03-84
		US-A- 4500657	19-02-85
DE-A-2403211	24-07-75	AT-B- 338437	25-08-77
		AT-B- 350176	10-05-79
		AU-A- 7741275	22-07-76
		CA-A- 1069239	31-12-79
		CH-A- 604700	15-09-78
		FR-A, B 2272638	26-12-75
		GB-A- 1488403	12-10-77
		JP-A- 50124491	30-09-75
		JP-B- 59036602	05-09-84
		SE-B- 429609	19-09-83
		SE-A- 7500725	24-07-75
		SE-B- 437120	11-02-85
		SE-A- 7802777	10-03-78
		US-A- 4267097	12-05-81
		US-A- 4281991	04-08-81